



UNIVERSIDAD DEL AZUAY

FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGIA

“Elaboración de un sistema de activación de prótesis de mano basado en la detección de movimiento mecánico con sensor inercial”

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:

INGENIERO ELECTRÓNICO

Realizado por:

RONALD DAMIÁN GUAYLLAS URGILÉS

MIGUEL ANGEL UZHCA CHACA

Director:

Ing. OMAR SANTIAGO ALVARADO CANDO

CUENCA-ECUADOR

2023

ELABORACIÓN DE UN SISTEMA DE ACTIVACIÓN DE PRÓTESIS DE MANO BASADO EN LA DETECCIÓN DE MOVIMIENTO MECÁNICO CON SENSOR INERCIAL

Resumen

El principal objetivo del trabajo consiste en desarrollar un sistema de activación electrónico para prótesis de mano utilizando un sensor inercial. El movimiento vertical del hombro es la señal a detectar por el sensor que posteriormente se envía al sistema de control inalámbricamente para activar el mecanismo de la prótesis. Ocupamos la tecnología Bluetooth por su efectividad en distancias cortas y bajo consumo energético. Las pruebas se realizaron a un grupo de 10 personas, con un total de 20 movimientos por cada una. Se estableció una relación del 100% de eficiencia si se detectaban todos los movimientos y los resultados proporcionados dieron una eficiencia del 65% de viabilidad del uso del IMU para control de activación de prótesis. En este trabajo se incluyó el análisis de materiales de impresión como PLA, Fibra de carbono y TPU flexible, determinando la posibilidad de combinarlos para una mejor calidad en la prótesis.

Palabras clave: *Prótesis transradial, Sensor IMU, Comunicación Bluetooth, Servomotor ES08MDII, Prótesis en impresión 3D.*



Firmado electrónicamente por:
DANIEL ESTEBAN
ITURRALDE PIEDRA

Omar Alvarado

Ing. Daniel Iturralde Piedra Ph.D.
Coordinador de Carrera

Ing. Omar Alvarado Cando Mgst.
Director de trabajo de Titulación

Autor

Autor

DEVELOPMENT OF A HAND PROSTHESIS ACTIVATION SYSTEM BASED ON MECHANICAL MOTION DETECTION WITH INERTIAL SENSOR

ABSTRACT

The main objective of the work is to develop an electronic activation system for hand prostheses using an inertial sensor. The vertical movement of the shoulder is the signal to be detected by the sensor that is subsequently sent to the control system wirelessly to activate the mechanism of the prosthesis. We use Bluetooth technology for its effectiveness over short distances and low energy consumption. The tests were performed on a group of 10 people, with a total of 20 movements for each. A 100% efficiency ratio was established if all movements were detected and the results provided gave an efficiency of 65% of viability of the use of the IMU for control of prosthesis activation. This work included the analysis of printing materials such as PLA, carbon fiber and flexible TPU, determining the possibility of combining them for a better quality in the prosthesis.

Keywords: Transradial prosthesis, IMU sensor, Bluetooth communication, Servo motor ES08MDII, Prosthesis in 3D printing.



Omar Alvarado

Ing. Daniel Iturralde Piedra Ph.D.
School Director

Ing. Omar Alvarado Cando
Thesis Director

Translated by:

Author

Author

Elaboración de un Sistema de Activación de Prótesis de mano basado en la detección de movimiento mecánico con Sensor Inercial.

Guayllas Urgiles Ronald, Uzhca Chaca Miguel.

ronald96@es.uazuay.edu.ec, migue96a@es.uazuay.edu.ec

*Escuela de Ingeniería Electrónica
Universidad del Azuay
Cuenca, Ecuador*

Resumen. – El principal objetivo del trabajo consiste en desarrollar un sistema de activación electrónico para prótesis de mano utilizando un sensor inercial. El movimiento vertical del hombro es la señal a detectar por el sensor que posteriormente se envía al sistema de control inalámbricamente para activar el mecanismo de la prótesis. Ocupamos la tecnología Bluetooth por su efectividad en distancias cortas y bajo consumo energético. Las pruebas se realizaron a un grupo de 10 personas, con un total de 20 movimientos por cada una. Se estableció una relación del 100% de eficiencia si se detectaban todos los movimientos y los resultados proporcionados dieron una eficiencia del 65% de viabilidad del uso del IMU para control de activación de prótesis. En este trabajo se incluyó el análisis de materiales de impresión como PLA, Fibra de carbono y TPU flexible, determinando la posibilidad de combinarlos para una mejor calidad en la prótesis.

Palabras clave: Prótesis transradial, Sensor IMU, Bluetooth, Servomotor, Impresión 3D, Arduino.

I. INTRODUCCIÓN

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) estima que cerca del 15% de la población global padece algún tipo de discapacidad, mientras

que, en el Ecuador el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades, en sus estadísticas señala que el 49.24% de la población padece alguna discapacidad física, las cuales pueden ser producto de accidentes laborales, de tránsito o alguna malformación congénita [1] [2].

Tras la pérdida o amputación de una extremidad, existe un cambio radical para el paciente, puesto que la parte psicológica puede resultar severamente afectada para algunos y otros pueden lograr superarlo a través de terapia ocupacional y con ayuda de una prótesis que pueda realizar algunas de las funcionalidades más básicas de la mano o una prótesis completamente funcional [3].

La tecnología ha permitido desarrollar distintos tipos de prótesis, desde mecánicas, electromiográficas, biónicas, electroencefalográficas o más sofisticadas cuyo funcionamiento consta de implantar un microchip en la médula espinal y otro en el brazo, encargados de generar pequeños pulsos eléctricos lo cual resulta en una respuesta motora [4].

La prótesis electromiográfica, requiere que el paciente haya mantenido en actividad los músculos del brazo para que el sensor sea capaz de captar la señal que estos emiten, caso contrario la señal sería pobre y se descarta el uso de este tipo de prótesis [5]. Por otra parte, las electroencefalográficas tienen un costo elevado por los elementos con las que se construyen y además la incomodidad que representa llevar el sensor que capta las señales cerebrales [6].

El objetivo principal de este trabajo es hacer uso de las herramientas tecnológicas para elaborar un sistema de activación de prótesis de mano basado en detección de movimiento mecánico del hombro con sensores inerciales, para suprimir el sistema de arnés y cables de una prótesis mecánica aplicando comunicación inalámbrica. Para lo cual se ha optado por hacer uso del sensor inercial IMU¹, debido a que son capaces de medir magnitudes físicas de inercia, ubicándolos en un punto fijo, estos pueden detectar un movimiento espacial, es decir, en las tres dimensiones [7].

Actualmente los sensores IMU son ampliamente utilizados en el campo médico, como por ejemplo en la rehabilitación física, donde estos se aplican para corregir la postura al caminar o recuperar la acción motora de una extremidad, ya que permiten cuantificar y realizar una valoración objetiva del movimiento corporal humano [8].

Este trabajo se desarrollará con la finalidad de elaborar un sistema completamente inalámbrico de activación de prótesis de mano basado en la detección del movimiento vertical del hombro a través de un sensor IMU y que tenga un costo accesible, permita mejorar la calidad de vida y por otra parte sirva como base para futuras referencias y mejoras que se le puedan aplicar.

II. ESTADO DEL ARTE

El avance en el desarrollo de tecnologías en el campo de las prótesis ha permitido implementar elementos electrónicos como sensores, actuadores y actualmente la impresión en 3D; destinadas a mejorar la calidad de vida de aquellas personas que carecen de alguna de sus extremidades [9].

Las prótesis que son controladas a través de bioseñales tienen un alto costo, debido a que los elementos por los que están construidas son de tecnología sofisticada y esto hace que sean accesibles para unos pocos. Una alternativa de prótesis son las mecánicas que utilizan movimientos específicos para ser accionadas [10].

Las prótesis mecánicas son dispositivos que permiten la apertura y cierre de la mano mediante cables y cintas de sujeción unidos al cuerpo, funcionan a voluntad basado en la tensión ejercida en los cables y son de gran utilidad puesto que permiten realizar una de las funciones más básicas pero importantes que es poder sujetar objetos [11].

En la universidad de Santo Tomás, Colombia. Estudiantes realizaron un sistema de control para el movimiento de prótesis de mano a partir del reconocimiento de señales mioeléctricas, en este trabajo los resultados mostraron que estas señales dependen del sujeto de prueba, es decir, si el individuo tenía en actividad los músculos del brazo, ya que esta señal depende del esfuerzo aplicado, lo cual resulta en fatiga para el músculo por lo que su uso no sería viable para aquellas personas que por mucho tiempo no mantuvieron en actividad sus músculos [12].

Otro trabajo desarrollado en la Universidad Nacional de Colombia, implementa un control de prótesis de mano a través de señales Electroencefalográficas, en el cual describe que el lóbulo izquierdo del cerebro produce ondas cerebrales y estas son captadas a través de un auricular con lo cual se logra controlar voluntariamente la prótesis [13]. Este método resulta algo incomodo, puesto que se debe colocar el auricular mindflex como se muestra en la Figura 1.



Figura 1 Auricular Mindflex
Fuente: [13]

¹ Inertial Measurement Unit

Por otra parte, los sensores IMU se implementaron en el desarrollo y evaluación de un sistema capaz de generar indicadores de simetría en sujetos con prótesis de miembro inferior, por su versatilidad y efectividad según sus propiedades para dicho objetivo, consistió en colocar un IMU en la región lumbar del individuo y otro en la superficie lateral de cada muslo. El sistema fue capaz de distinguir entre personas amputadas y sanas a través de indicadores de simetría generados por éste [14], lo que nos da una certeza de que se puede calibrar el sensor para detectar un rango específico de movimiento.

En otras investigaciones los IMU han permitido realizar análisis acerca de la detección de movimientos corporales, como, por ejemplo, la postura y equilibrio, hacer seguimiento de rehabilitación física, registro de crisis nocturnas de epilepsia y detección de caídas, obteniendo así resultados favorables en cada trabajo donde se los ha aplicado [15] [8].

En un trabajo más específico, se utilizó los sensores inerciales para monitorear y capturar el movimiento de la mano en tiempo real [16], el uso de estos sensores mejoró significativamente los resultados sobre los diferentes gestos medidos, por lo que se concluyó la viabilidad efectiva de aplicarlo al control de prótesis como se indica en la Tabla.1

Tabla 1 Resultados de la captura de movimientos.

Fuente: [16]

Método	Visión	Codificador	Sensor de flexión	IMU
Precisión	Alta	Muy Alta	Baja	Alta
Repetibilidad	alta	Muy Alta	Baja	Media
Utilidad	Alta	Pobre	Alta	Alta
Portabilidad	Pobre	Media	Alta	Alta
Costo	Alta	Media	Baja	Baja

Para la construcción de prótesis, se ha vuelto común el uso de impresoras 3D para imprimir las diferentes piezas donde se colocan todos los circuitos, microcontroladores y actuadores encargados de su funcionamiento, además se imprimen mecanismos responsables de la ejecución

de movimientos básicos de la mano, los cuales simulan a las articulaciones de la mano [17].

III. MARCO TEORICO

A. Funcionalidad de la mano

La mano se conforma por diferentes huesos, músculos y ligamentos que permiten una gran cantidad de movimientos y destrezas. Entre los cuales existen dos patrones funcionales denominados: Agarres de fuerza y Agarres de precisión [18].

- *Agarre de fuerza:* Se produce cuando los dedos se encuentran flexionados en las tres articulaciones, el objeto se encuentra entre los dedos y la palma, el pulgar se inclina y se posiciona sobre la cara palmar del objeto, figura 2.



Figura 2 Agarre de fuerza

Fuente: [18]

- *Agarre de precisión:* Son aquellos que se utilizan para manipular pequeños objetos entre el pulgar y la cara flexora de los dedos, se clasifican de acuerdo a las partes de las falanges utilizadas para soportar el objeto a manipular; pinza terminal, pinza palmar, pinza lateral, pinza de pulpejo, figura 3.



Figura 3 Agarre de precisión.
Fuente: [18]

B. Tipos de prótesis

1.1 Prótesis Estéticas.

Estas prótesis son denominadas pasivas, no tienen ningún tipo de movimiento, únicamente cumplen con la función de reemplazar estéticamente la extremidad amputada [19]. Están hechas de polímeros como PVC rígido, látex o silicona, las propiedades de estos materiales las hacen livianas, no requieren de mucho mantenimiento al no poseer algún mecanismo móvil como se puede observar en la figura 4.



Figura 4 Prótesis pasiva de mano
Fuente: [19]

1.2 Prótesis Mecánicas

Una prótesis mecánica de mano con arnés, cumple la función básica de abrir y cerrar la mano, está diseñada de tal manera que un cable controla el accionamiento de la mano, es decir, al tensar el cable,

éste abre la mano como se muestra en la figura 3 y al dejar de tensarlo, la mano vuelve a la posición cerrada como se observa en la figura 5. Para el óptimo funcionamiento, el cable debe ser colocado con precisión, para que no se requiera mayor esfuerzo al tensar el cable [20].



Figura 5 Prótesis de mano con arnés (apertura)
Fuente: [20]



Figura 6 Prótesis de mano con arnés (cierre)
Fuente: [20]

1.3 Prótesis Mioeléctricas.

Las prótesis mioeléctricas son una de las más desarrolladas en la actualidad, tanto la parte estética como funcional tienen un alto porcentaje de fuerza y precisión, su funcionamiento se basa en obtener las señales eléctricas que emiten los músculos a través

de electrodos para posteriormente ser amplificadas, procesadas y filtradas, para ser aplicadas en el control de la prótesis [21] como se observa en la figura 7.

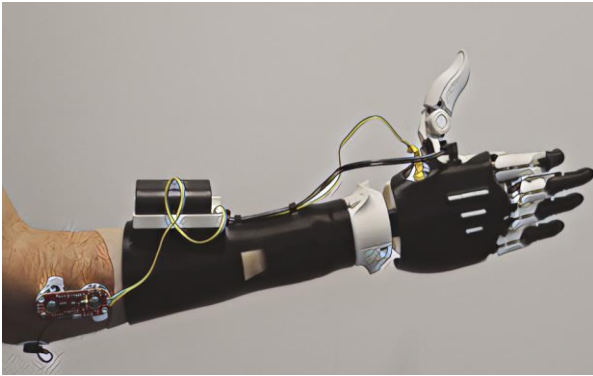


Figura 7 Prótesis de mano con control mioeléctrico.
Fuente: [22]

1.4 Prótesis controlada por señales encefalográficas.

Estas prótesis son controladas a través de información suministrada por señales encefalográficas captadas por un dispositivo como un casco que consta de varios electrodos repartidos por todo el cráneo del usuario como se observa en la figura 8, funciona a través de una interfaz denominada BCI (Brain Computer Interface), que luego de realizar un entrenamiento para producir las señales que van a controlar la prótesis son almacenadas en software de manera que sean reconocidas e interpretadas con mayor rapidez [23].



Figura 8 Prótesis de mano con control EEG.
Fuente: [24]

C. Sensores Inerciales

Según [25] un sensor inercial consta de: acelerómetro, giroscopio y un magnetómetro. Están orientados en el plano cartesiano de coordenadas, que es fijo al cuerpo del sensor con lo cual se obtiene un punto referencial en tres dimensiones figura 9; Acelerómetro: calcula la orientación vertical u horizontal; Giroscopio: mide la aceleración angular en las tres dimensiones; Magnetómetro: mide el campo magnético de una muestra referente al campo magnético de la tierra. Estos tres elementos conforman el sensor inercial que sirve para determinar la posición de un objeto

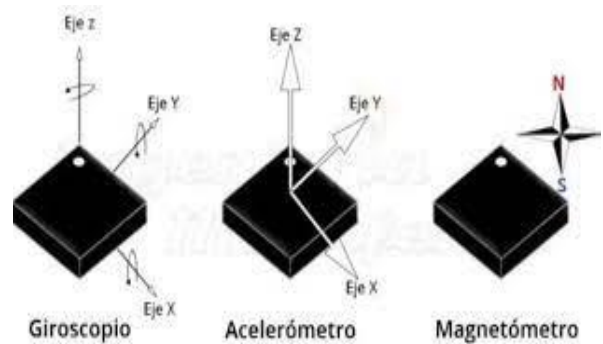


Figura 9 Componentes del sensor IMU
Fuente: [25]

D. Comunicación Inalámbrica

Actualmente existe un protocolo de comunicación inalámbrica denominada BLE, que hace referencia a Bluetooth Low Energy, el cual se caracteriza por brindar un consumo energético muy bajo, el cual se basa en el Bluetooth clásico [26]. El protocolo BLE se aplica hoy en día para la comunicación entre dispositivos como altavoces inalámbricos, pulseras de actividad y relojes inteligentes, sensores de IoT, etc. Los dispositivos que se comunican a través de BLE tienen roles distintos. De esta manera, el dispositivo que genera la información a transmitir se dice que actúa como esclavo, mientras que el dispositivo que quiere acceder a dichos datos se dice que actúa como maestro [27].

E. Actuadores

Los elementos conocidos como actuadores, son los encargados de las etapas finales en la mayoría de sistemas mecánicos o electrónicos, es decir, su funcionamiento se basa en el sistema binario, ya que únicamente expresan dos estados: encendido y apagado. Por ejemplo, la apertura y cierre de la mano se representa en un sistema que se activa cuando se envía una señal de movimiento, considerado como el hombro levantado y se desactiva cuando se repite el movimiento. La función de apertura y cierre de mano se realiza a través de micro servo motores usando modulación por ancho de pulso (PWM).

El micro servo motor ES08MDII figura 10, opera con una velocidad de $0.12s/60^\circ$ a $4.8v$ y de $1s/60^\circ$ a $6v$. Tiene un peso de $13g$ y su torque es de $1.6kgf.cm$ a $4.8v$ y $2kgf.cm$ a $6v$. Sus dimensiones son $23mm \times 11.5mm \times 24mm$. Todas estas características lo hacen ideal para implementarlo en la prótesis.



Figura 10 Servomotor DC Max ES08MD
Fuente: [28]

El otro servo motor a implementar en el proyecto es el DM0900 figura 11, este servo motor digital opera a $0.15s/60^\circ$ a $4.8v$ y $0.13s/60^\circ$ a $7.2v$. Su peso es de $58g$ y su torque es de $9.6kgf.cm$ a $4.8v$ y $10.5kgf.cm$ a $7.2v$. Su tamaño es $40mm \times 20mm \times 37.5mm$. Todas estas características lo hacen ideal para implementarlo en la prótesis.



Figura 11 Servomotor DC Power DM0900
Fuente: [29]

F. Filamentos para impresión en 3D

- PLA (Acido poliláctico)

Este filamento es un plástico que se funde a temperaturas altas y posteriormente permite dar diferentes formas, es fabricado a partir de recursos renovables como: almidón de maíz, raíces de tapioca o caña de azúcar. Su aplicación se ha vuelto recurrente en el campo médico y ciertos productos alimentarios [30]. Por otra parte, dentro de la impresión 3D, es preferido por las personas que se inician en este ámbito, debido a que facilita el proceso de impresión.

- Fibra de Carbono

Este filamento está compuesto por fibras cortas de carbono que se mezclan con un termoplástico conocido como material base, son fibras extremadamente fuertes, resistentes y rígidas, que a su vez reduce el peso total del material. Esta fibra permite imprimir objetos con mayor durabilidad estructural, el proceso de impresión es más complejo, debido a que las fibras pueden obstruir las boquillas de la impresora 3D [31].

- Filamento TPU flexible

Poliuretano Termoplástico, es un material cuya característica principal es la flexibilidad, es similar al caucho, su resistencia del material es alta. Absorbe bien los impactos, su temperatura de fusión es de $225^\circ C$, resistencia a la tracción de $150MPa$ [32]

III. METODOLOGÍA

A. Análisis del sistema a implementar.

En el apartado anterior se definió como funciona una prótesis mecánica, sobre ese principio de funcionamiento se basa la propuesta de este trabajo, eliminar por completo la parte del arnés, cables y el resto de componentes que resultan incómodos para el paciente, figura 12.

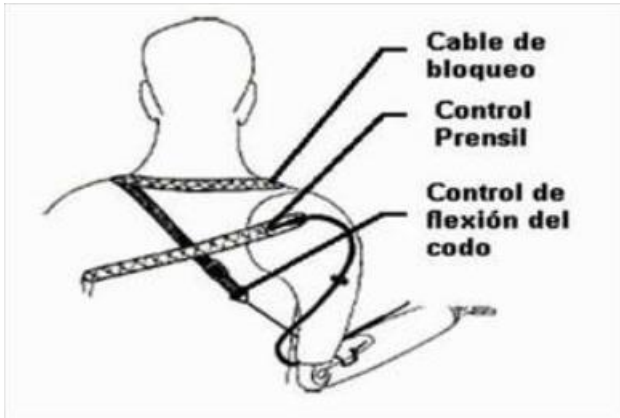


Figura 12 Prótesis mecánica con arnés.

Fuente: [33]

Para reemplazar por uno completamente electrónico que pueda brindar comodidad y facilidad de uso, figura 13.

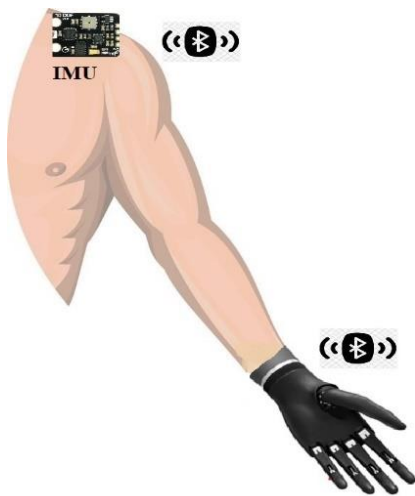


Figura 13 Sistema inalámbrico de control para prótesis de mano.

B. Algoritmo para la adquisición de la señal, transmisión de datos y la activación del sistema.

Para la adquisición de la señal, la transmisión de los datos y la activación del sistema, se emplea el microcontrolador ARM Córtes M10+ que cuenta con 16 registros de 32 bits incluido en el módulo Arduino Nano RP2040 de 520KB SRAM y 16MB ROM, figura 14.

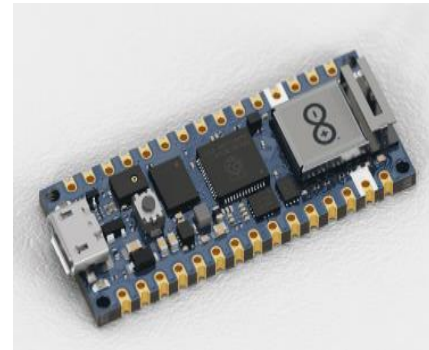


Figura 14 Arduino nano RP2040

Fuente: [34]

Este microcontrolador es compatible con la plataforma de programación Arduino IDE, donde se desarrolló el código encargado de supervisar cada una de las etapas de funcionamiento del sistema.

La lógica a emplearse para desarrollar el sistema de activación, se muestra en el siguiente diagrama de flujo de la figura 15, el sistema consiste en establecer la conexión bluetooth entre los módulos ubicados en el hombro y la prótesis, luego de establecerse la conexión el sensor se estabiliza y detecta el movimiento, el microcontrolador procesa esta señal y en consecuencia activa los servomotores.

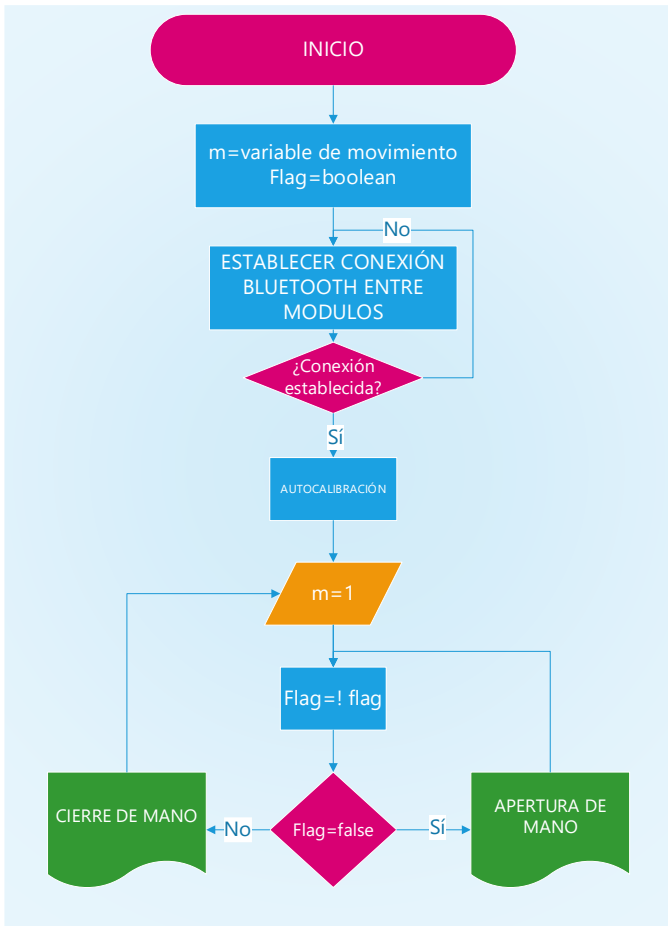


Figura 15 Diagrama de flujo, función general.
Fuente: Diseñado en Microsoft Visio

Por otra parte, toda la arquitectura del sistema se detalla a continuación.

1. Adquisición de la señal

Para lograr la adquisición de la señal se ha optado por ubicar el sensor IMU en el hombro de la persona como muestra la figura 16, ahí el sensor logra identificar el movimiento en el eje vertical con mayor precisión y se mantiene estable ante perturbaciones que pueden ocasionar al caminar, inclinarse o algún otro movimiento.



Figura 16 Posición del IMU en el hombro.
Fuente: [35]

Se ubica en una posición puntual para que el movimiento sea detectado de manera eficaz y no requiera de un levantamiento excesivo del hombro, figura 17.

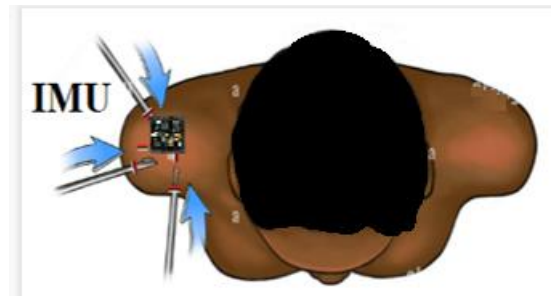


Figura 17 Vista superior del IMU en el hombro.
Fuente: [36]

Una vez que se calibra el sensor al requerimiento del paciente, esta lectura de datos guarda la información de los parámetros de orientación y posición en el que se debe adquirir la señal, con la finalidad de suprimir los valores que no estén dentro del rango para prevenir activaciones involuntarias de la prótesis.

1.2 Transmisión de los datos adquiridos por el sensor IMU

En esta etapa es donde se logra suprimir los cables y el arnés de la prótesis, ya que se realiza la transmisión de los datos que se adquirieron a través del sensor, para ello se implementa un módulo bluetooth Nina W102 uBlox, figura 18. Este módulo cuenta con una versión de bluetooth v4.2, módulos de radio frecuencia de 2.4Ghz, tiene la tecnología Bluetooth Low Energy (BLE) ideales para trabajar

en aplicaciones que requieran un consumo bajo de energía.



Figura 18 Bluetooth Nina W102

Fuente: [34]

Se utilizan dos módulos, el primero está colocado conjuntamente con el sensor en el hombro (servidor), el cual se encarga de transmitir la señal captada y el otro está ubicado en el interior de la prótesis (cliente), el cual cumple la función de recibirla para dar paso a la activación de la prótesis.

1.3 Activación de la prótesis.

Al cumplirse las etapas anteriores, finalmente se llega a la activación de la prótesis, una vez que la señal ha sido receptada, el microcontrolador se encarga de enviar la orden a los servomotores, los cuales están conectados a un sistema de engranajes que simulan a los tendones de los dedos para la apertura y cierre de la mano.



Figura 19 Sistema de activación, Arduino RP2040

El módulo Arduino RP2040 incluye un IMU, el cual lo utilizamos para este propósito, figura 19.

C. Modelos de prótesis compatibles con el sistema de activación.

El desarrollo de la tecnología de impresión en 3D, permite una gran variedad de aplicaciones en distintos campos, uno de los más importantes es en el ámbito médico. Las impresiones en 3D le han permitido grandes avances al mundo de la salud; es una herramienta que crea prótesis o incluso medicinas de manera automatizada, algunas de sus ventajas son: Reducción de costes, disminuir la carga laboral a los profesionales. En conclusión, facilitan un significativo número de procesos.

Las prótesis son productos sintéticos que requieren un alto nivel de adaptación al cuerpo de cada persona, la impresión 3D es sin duda un gran aliado para este objetivo, al permitir personalizar de manera precisa una prótesis. Para lo cual se presentan dos modelos de prótesis de mano, entre las cuales se define una que mejor se adapta para la aplicación del sistema antes descrito.

1. Prótesis Hackberry

Esta prótesis fue diseñada por la empresa japonesa Exii, figura 20. Es un modelo bastante práctico para el uso diario que fue desarrollada a partir de usuarios reales que cooperaron con la empresa para llegar a obtener una prótesis que cumpla con las necesidades y sea asequible para las personas, consta de tres servomotores que son controlados por el microcontrolador, al recibir una señal, esta los acciona [37].



Figura 20 Prótesis Hackberry

Fuente: [37]

1.1 Equilibrio, pellizco y Agarre

Cuando una persona toma un objeto, la postura de los dedos y la muñeca puede adaptarse a la forma del objeto. sin embargo, en el caso de una prótesis de mano el número de servomotores es limitado, por lo que el ajuste no se produce de manera natural como una mano, por lo tanto, se adapta un mecanismo de enlace para el dedo índice de la Hackberry como se indica en la siguiente figura 21.

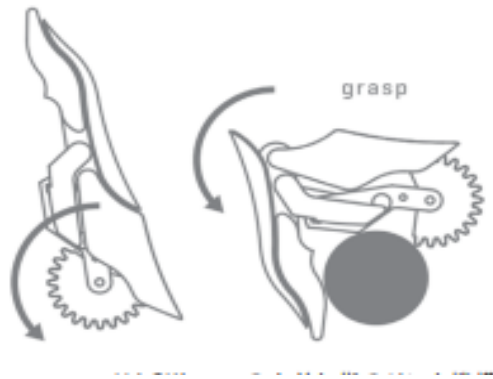


Figura 21 Mecanismo del dedo índice de la prótesis hackberry.
Fuente: [37]

La capacidad para pellizcar objetos pequeños y agarrar objetos grandes se puede realizar a partir de este mecanismo de enlace. En la base del dedo se encuentra un motor el cual crea la fuerza de rodadura que se envía a la articulación en la punta del dedo. Entonces para cosas pequeñas es capaz de pellizcar (figura 22) y en objetos más grandes se puede agarrar haciendo un cambio pasivo.



Figura 22 Posibilidad de agarre preciso.
Fuente:[37]

2. Prótesis P4H

Esta prótesis fue diseñada por la empresa mexicana P4H Bionics, su diseño es sobredimensionado respecto del tamaño de una mano humana, en su interior consta de 6 micro servomotores, en los cuales 4 están distribuidos para los dedos, índice, medio, anular y meñique, los dos restantes se ubican en el dedo pulgar encargados de realizar la flexión y supinación, se muestra en la figura 23.

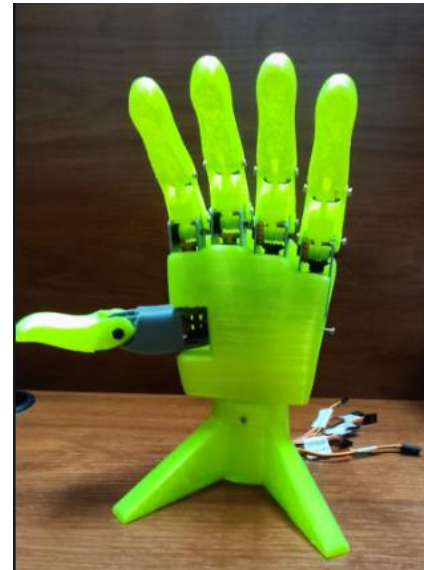


Figura 23 Prótesis P4H bionic.
Fuente: [38]

La funcionalidad de sujeción está limitada, debido a que la palma es completamente plana y la fricción se ve reducida provocando que los objetos se deslicen, además, en parámetros de fuerza no brinda lo necesario, su construcción eleva costos debido a la cantidad de servomotores que utiliza, se puede tener más funcionalidad en cuanto a movimientos, pero su mayor desventaja es la demanda de energía para mover y los recursos para controlarlos.

3. Comparativa entre las dos prótesis.

Se planteó la información sobre las dos opciones de prótesis, en consecuencia, se detalla una tabla (Tabla 2) comparativa de los parámetros más importantes a considerar para la selección de prótesis.

Tabla 2 Parámetros comparados entre las prótesis.

Parámetros	Hackberry	P4H
Servomotores	3	6
Fuerza	14 kg.f	3 kg.f
Peso	342g	326g
Voltaje operación	7.4v	3.4v
Tamaño	Similar a una mano Sobredimensionado humana	

Con los parámetros establecidos, se optó por utilizar la prótesis hackberry para implementar el sistema de activación electrónico. Puesto que requiere de menos recursos (servomotores) y en parámetros de fuerza brinda una ventaja considerable.

4. Ensamblado de prótesis hackberry

4.1 Diseño de la prótesis en el software Fusion 360

Esta prótesis, figura 24, tiene un diseño similar a la forma natural de la mano, consta de un espacio en su interior donde se ubican los elementos que intervienen en el sistema, funciona con 3 servomotores, el más grande es el encargado de realizar fuerza, los otros dos restantes cumplen con la funcionalidad de articular la mano, se obtuvo este diseño de la página oficial de exiii.

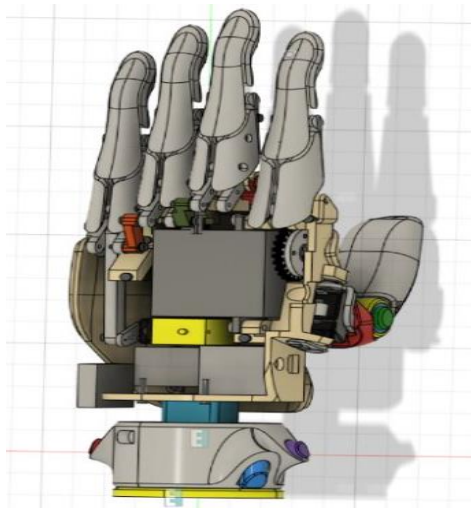


Figura 24 Diseño Prótesis hackberry en fusion 360.
Fuente: [37]

4.3 Impresión de piezas en fibra de carbono para construcción de la prótesis

Para el proceso de impresión se utilizó la impresora PRUSA I3 MK3S.

4.3.2 Soportes de impresión

Las piezas requieren de una base de soporte para el proceso de impresión, es donde se asientan para evitar deformaciones, las piezas que cuentan con espacios para colocar tornillos también requieren de éstas, para prevenir que se rellenen o se expandan. Se construyen de una fina capa del mismo filamento con la finalidad de facilitar su extracción de la pieza figura 25.

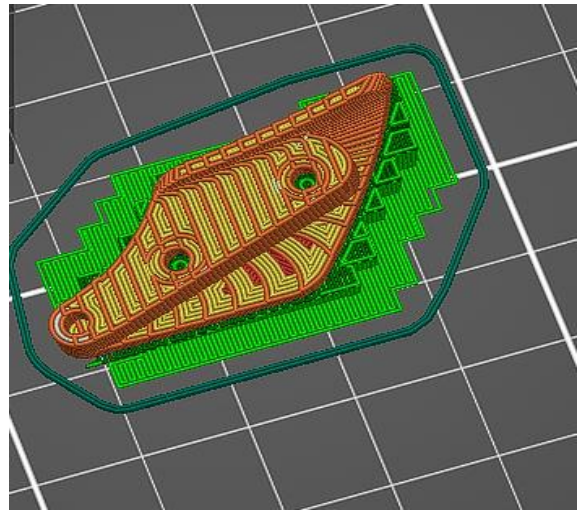


Figura 25 Base de soporte para imprimir piezas.

Fuente: Propia

4.4 Piezas Impresas

El proceso de impresión inicia con las piezas que conforman los dedos. Este tardó un tiempo promedio de 8 horas (Fig.26 A), ya que hay varios elementos encargados de simular el funcionamiento de los tendones y otros que controlarán la parte motriz de los dedos, luego se imprime la palma y el dorso que tardan un tiempo de 14 y 8 horas respectivamente (Fig.26 B), debido a la complejidad del diseño y la necesidad de que la palma sea lo más resistente posible, puesto que en ella se van a alojar los elementos encargados de la motricidad de la mano por otra parte, también se requiere que el dorso sea

resistente en vista de que es la encargada de cubrir todos los elementos (figura 26).

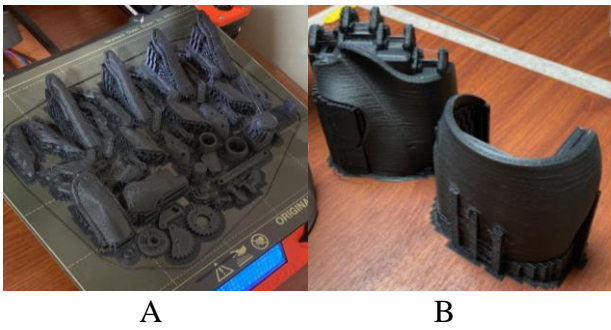


Figura 26 Piezas que conforman los dedos, palma y dorso.

Fuente: Propia

Luego de finalizar la impresión de todas las piezas, se realizó un proceso de limpieza para extraer todo el filamento excedente, posteriormente se aplicó un leve pulido con la finalidad de mejorar la parte estética. Además, en las piezas que contienen espacios para pernos se extrajo con precaución para prevenir un desgaste en la resistencia del material, dado que los pernos deben ajustarse con firmeza,

- *Materiales Complementarios*

Para lograr ensamblar la prótesis se requiere de materiales adicionales, que son : varilla de 2mm de diámetro, esta simulará a las articulaciones, dando la movilidad a los dedos de la prótesis; un resorte de acero de 0.4mm de diámetro, la forma helicoidal tiene un diámetro externo de 3mm y 8 vueltas, este cumple la función de mantener erguido el dedo índice; pernos de 8mm de longitud y 2mm de diámetro que se encargarán de mantener las piezas en una posición fija; acoples para los ejes de los servomotores hacia los engranajes que transforman el movimiento rotacional en angular. Las cantidades a ocupar se detallan en la siguiente tabla.

Tabla 3 Medidas de pasadores, tornillos y acoples

<i>Medidas en milímetros</i>					
2mm Ø	pulgar	índice	medio	anular	meñique
pasadores		1*14	2*15	2*17	2*17
		1*12	2*10	2*10	2*10
		1*10			
		1*8			
pernos	5	5	5	6	6
acople	1	0		1	

- *Armado de los dedos*

En este proceso intervienen los materiales complementarios, desempeñando su función ya descrita, el resorte se ocupa específicamente en el dedo índice. para evitar que pierda la forma erguida y en cada accionamiento regrese a su posición habitual, además este dedo tiene la característica de poseer un engranaje encargado de brindarle fuerza al momento de realizar agarre.

- *Montaje de los dedos en la palma (base)*

Una vez culminado el armado de los dedos, se procede a montarlos en la base, aquí se utilizan los pasadores de mayor longitud que aseguran los dedos además de desempeñar la función de las articulaciones.

- *Instalación de los servomotores*

El primer servomotor que se coloca es el del dedo índice, para ello se adapta a su eje un engranaje que encaja con el otro colocado en la estructura del dedo. El siguiente servomotor es el que se encarga de la motricidad de los dedos, medio, anular y meñique, estos cuentan con un vástago que se enlaza al servomotor.

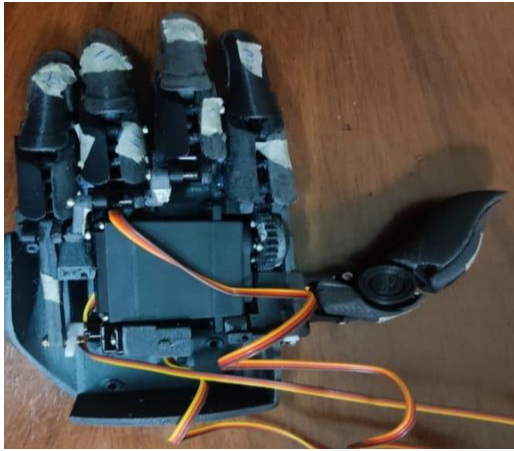


Figura 27 Montaje de servomotores en la mano.
Fuente: Propia

El último servomotor se coloca en una base que se ancla al dedo pulgar, este cuenta con un acople en su eje que permite asegurar toda la estructura del pulgar a la base de la mano, figura 27.

- Etapa de alimentación del sistema

Para lograr alimentar a los motores y el sistema de activación, se optó por implementar baterías recargables de litio, debido a que el servomotor que controla el dedo pulgar requiere de un valor de voltaje de 7v para brindar una fuerza óptima para el agarre y el espacio en el interior de la mano es reducido para una batería con ese valor de voltaje, se decidió colocar dos baterías de 3,7v en serie para lograr el voltaje deseado, figura 28.



Figura 28 Baterías recargables de litio.
Fuente: Propia

Se realizó una simulación de la conexión de baterías en el software Multisim, que se muestra en la figura 29.

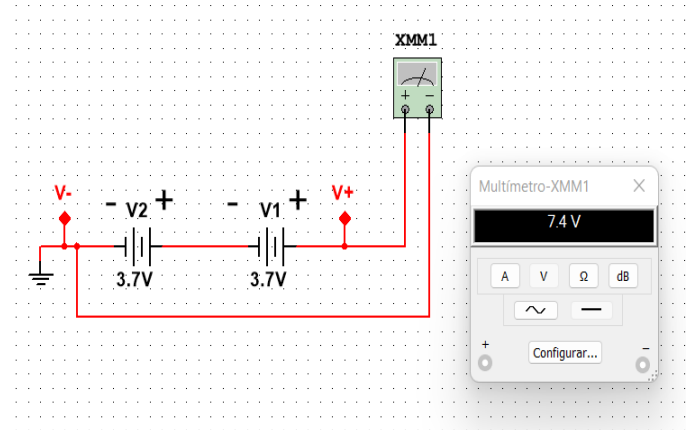


Figura 29 Esquema baterías en serie, Multisim.
Fuente: Propia.

- Circuito de carga para las baterías.

Debido a que el sistema es completamente inalámbrico, la forma de alimentación es a través de las baterías, se implementó un elemento adicional encargado de realizar la carga, al estar conectadas en serie las baterías, se tuvo que realizar una configuración que las coloque en paralelo para poder suministrar la carga, figura 30.

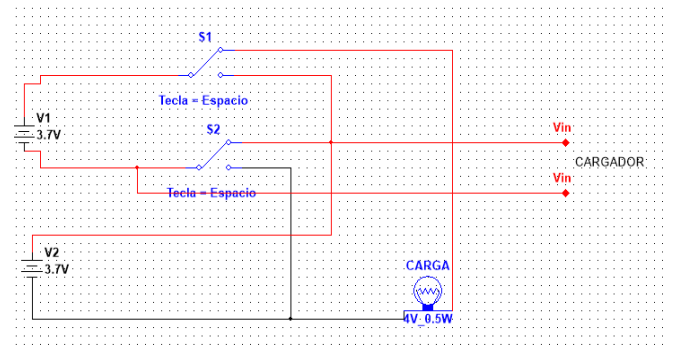


Figura 30 Configuración de serie a paralelo

Cabe recalcar que la carga se debe hacer con el sistema apagado, para evitar daños como un corto circuito. Por lo cual se hizo uso de un módulo de carga tipo C como se muestra en la figura 31.



Figura 31 Módulo de carga tipo C.

Fuente: Propia

- Montaje del circuito electrónico

Una vez ensamblado los dedos y servomotores en la palma de la mano, se continuó con el montaje del circuito electrónico que va a controlar la parte de los servomotores, este proceso se indica en la figura 32.

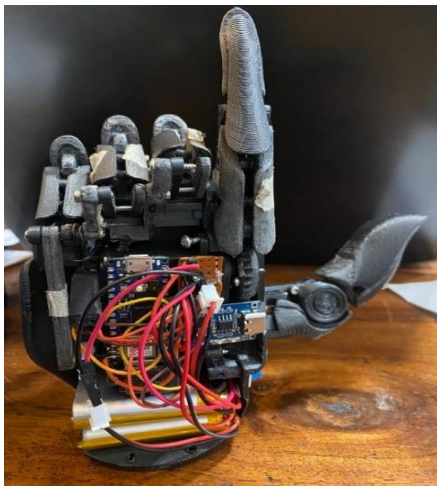


Figura 32 Montaje de la parte electrónica en la mano.

Fuente: Propia

y a su vez se hizo el montaje de la alimentación para todo el sistema de la mano, se colocaron 2 baterías de litio de 3.4v 2200mA.

- Ensamblado completo de la mano.

Finalmente se coloca el dorso de la mano para cubrir los elementos alojados en el interior de la prótesis, se puede observar la prótesis completa en la figura 33 y 34.



Figura 33 Mano completamente armada, parte superior.

Fuente: Propia



Figura 34 Mano completamente armada, parte inferior.

Fuente: Propia

IV. RESULTADOS

Una vez finalizada la construcción de la prótesis e implementado el sistema de activación, se realizó pruebas de funcionamiento, colocando el sensor IMU en el hombro de diferentes personas.

Se realizó pruebas en un grupo de 10 personas, para analizar la efectividad del sensor en la detección del movimiento, se les indicó la manera de colocarse el sensor en el hombro, que consiste en sentir el hueso denominado acromion (figura 35) y retroceder

una pulgada hacia el cuello y en esa posición colocarse el sensor manteniendo su postura corporal habitual.

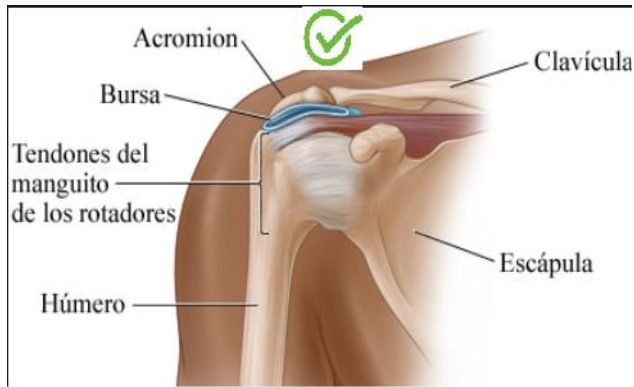


Figura 35 Anatomía del hombro, posición para el sensor.
Fuente: [39]

El tiempo de auto calibración tarda 17 segundos, en este período de tiempo el sensor se estabiliza hasta tomar el punto de referencia del cual establece un rango para detectar el movimiento.

Se planteó realizar 10 aperturas y 10 cierres, dando un total de 20 movimientos por cada persona, lo cual se detalla en la tabla 4.

Tabla 4 Datos de eficiencia de detección de movimiento.

Sexo	Edad	Estatura	Detección	No detección	Eficiencia %
Femenino	20	153cm	14	6	70
Femenino	18	150cm	12	8	60
Femenino	50	150cm	10	10	50
Femenino	41	145cm	9	11	40
Femenino	35	155cm	10	10	50
Masculino	18	168cm	15	5	75
Masculino	28	162cm	11	9	55
Masculino	27	173cm	16	4	80
Masculino	40	162cm	17	3	85
Masculino	44	160cm	16	4	65
Eficiencia					65%

En este grupo de 10 personas se pudo observar que la eficiencia de detección está relacionada directamente a la posición corporal que toman referente a la que habitualmente están acostumbrados, es decir, al momento de recibir la instrucción, su postura cambia y la lectura en la parte de auto calibración guarda esos datos de referencia, por lo que al cabo de un tiempo regresan a su postura

habitual y esto provoca que la eficiencia de detección disminuya, también se logró observar que cada persona entra en un estado de estrés provocando que el movimiento del hombro sea en ocasiones brusco o desorientado. Los datos recolectados se pueden observar en la gráfica de la figura 36.

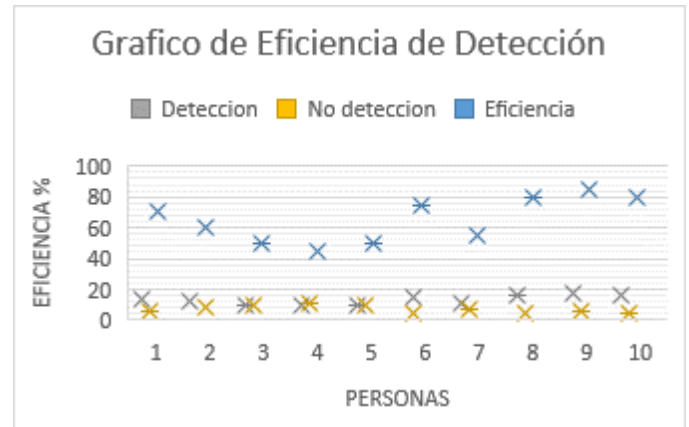


Figura 36 Gráfica de eficiencia de detección de movimiento.

Por otra parte, también influye la fisonomía del cuerpo, puesto que existen algunas formas establecidas en las que se puede clasificar y afecta en la etapa de calibración del sensor, figura 37.

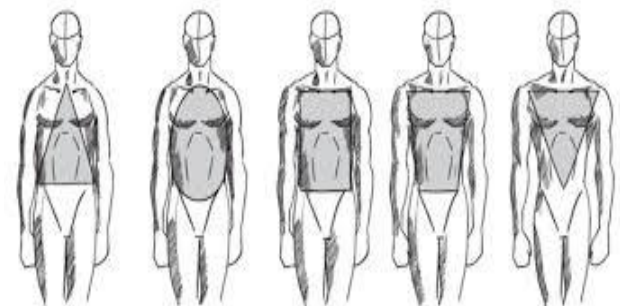


Figura 37 Tipos de fisonomía del cuerpo humano.
Fuente: [40]

Se optó por construir la misma prótesis con distintos filamentos con el objetivo de obtener la mejor relación adherencia-fuerza y analizar la resistencia de materiales.

- Construcción de hackberry en filamento PLA.

Se llevó a cabo el mismo procedimiento que en la construcción de prótesis con filamento de fibra de carbono, no existe ningún cambio en cuanto al diseño

o sistema de activación, únicamente se realizó un cambio de material a filamento PLA, un ajuste en los parámetros de impresión para este material, figura 38.

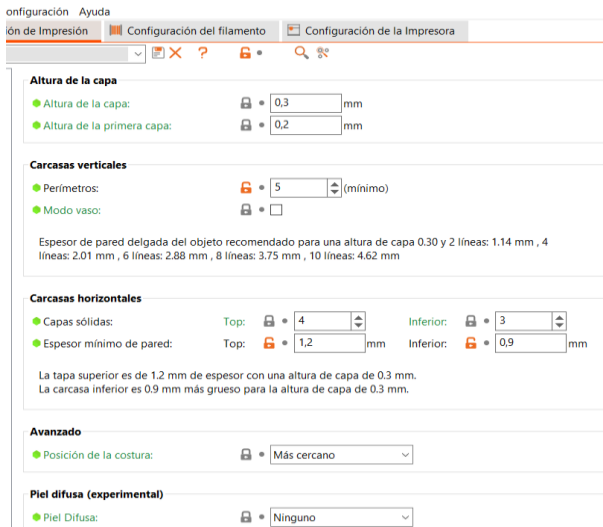


Figura 38 Parámetros de impresión filamento PLA.
Fuente: Propia

También se realiza cambios en los parámetros del filamento (figura 39) con la finalidad de obtener una impresión de mayor calidad.



Figura 39 Parámetros para textura de filamento PLA.
Fuente: Propia

Como se observa en la figura 40, la prótesis es idéntica a la de fibra de carbono, como se mencionó, únicamente se cambió el filamento de impresión.



Figura 40 Prótesis construida con filamento PLA.
Fuente: Propia

- Prótesis Hackberry con filamento TPU flexible.

Se construyó otra prótesis con el mismo procedimiento que en la de filamento de fibra de carbono y PLA, no existe ningún cambio en cuanto al diseño o sistema de activación, únicamente se realizó un cambio de material a filamento TPU flexible y un ajuste en los parámetros de impresión para este material, figura 41.

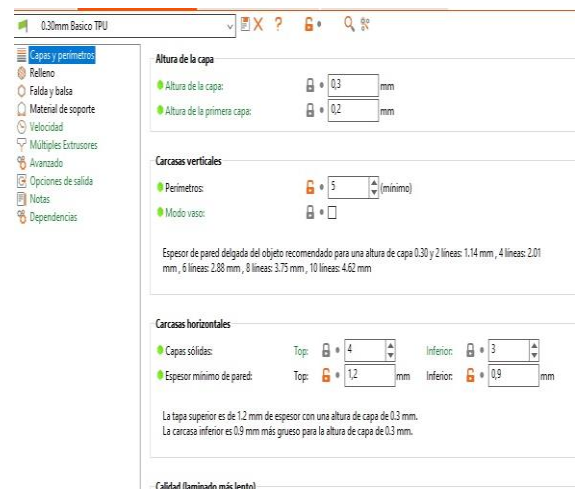


Figura 41 Parámetros de impresión para filamento TPU flexible.
Fuente: Propia

- Prótesis Hackberry con filamento TPU flexible.

En la figura 42 se muestra el mismo resultado que en la prótesis de fibra de carbono y PLA, como se mencionó, únicamente se cambió el filamento de impresión.



Figura 42 Prótesis construida con filamento TPU flexible.
Fuente: Propia

Este material brinda una mejor textura en cuanto a la parte estética, su flexibilidad puede representar un inconveniente para ejercer presión o fuerza, puesto que el material cede.

Tabla 5 Características de cada filamento de impresión.

Parámetros	Fibra de carbono	PLA	TPU flexible
Tiempo impresión	27h	18h	26.5h
Temperatura	200 °C	190 °C	225 °C
Flexibilidad	Baja	Media	Alta
Peso	342g	344g	341g
Adherencia	Baja	Media	Alta
Resistencia	Media	Media	Alta
Costo	35 USD	22 USD	27 USD

En la tabla 5 se establece la relación de características de los distintos materiales que se emplearon para construir las prótesis.

V. CONCLUSIONES

El planteamiento de detectar el movimiento vertical del hombro a través de un sensor IMU, permitió obtener la señal deseada para controlar el sistema de activación de la prótesis, al ser un movimiento mecánico, este sensor fue capaz de percibir ese cambio desde el punto en el que se estableció como referencia.

La posibilidad de convertir esa señal en un dato binario, que posteriormente es enviado a través del protocolo de comunicación inalámbrico Bluetooth, es lo que permitió eliminar el sistema de cables y el arnés, debido a que la parte mecánica se cambió por un sistema completamente electrónico, este pulso binario se encarga de controlar los servomotores instalados al interior de la prótesis con la ayuda de un microcontrolador Arduino nano RP2040.

En la etapa de pruebas del sistema se concluyó que la detección se relacionó directamente a la postura que mantiene el paciente, en las indicaciones que se les dieron para entender el funcionamiento y como colocarse el sensor, se observó un periodo de tensión y estrés lo cual provocaba una calibración errónea, puesto que la postura cambiaba de manera significativa, por otra parte, en algunas personas influyó más la fisionomía de su cuerpo, provocando que el sensor entre a su umbral de calibración lo cual provocaba que la prótesis entre en un bucle de activación. En consecuencia, esta etapa de pruebas arrojó un resultado del 65% de eficiencia en la detección de movimiento con el sensor inercial.

En cuanto a la prótesis elaborada en fibra de carbono, en las pruebas de sujeción de elementos presentaba una adherencia baja a los objetos, es decir, la fricción del material provocaba que los objetos resbalen de los dedos evitando sujetarlos, mientras que en la prótesis de PLA la adherencia mejoró, pero la fragilidad de las piezas en los dedos no permitía levantar cosas con un peso significativo puesto que tendían a romperse. Por otra parte, la prótesis construida en TPU flexible presentó una adherencia alta, pero en la palma la flexibilidad del material provocaba que se pierda la transmisión de movimiento desde los servomotores hacia los dedos.

Por lo que se realizó una combinación de materiales, la palma y el dorso de la mano se recomienda en PLA, las falanges proximales en fibra de carbono y las falanges distales en TPU flexible (figura 43).



Figura 43 Prótesis con materiales combinados.
Fuente: Propia

Esta combinación de materiales permite obtener una prótesis más eficaz en cuanto a resistencia y agarre.

VI. TRABAJOS FUTUROS

Una propuesta para trabajos futuros puede ser incrementar más sensores para aumentar la eficiencia de detección, debido a que al combinarlos se puede lograr diferentes accionamientos, por ejemplo, el de pinzar ya que la prótesis Hackberry tiene el mecanismo para lograr ese objetivo.

Además, se propone mejorar el diseño de la prótesis, en cuanto a hermetizar, para evitar daños en los componentes electrónicos que se encuentran en el interior, en cuanto a las piezas que simulan las falanges de los dedos, se podría diseñar para que sea un solo cuerpo sólido con la finalidad de aumentar la resistencia para que pueda ejercer mayor fuerza.

Otro trabajo a futuro, puede ser la modificación en el sistema de alimentación, reemplazando la batería y el módulo de carga que están vinculados al sensor IMU, debido a que reduciría el espesor y peso del sistema que se coloca en el hombro. Esto se puede llevar a cabo con la implementación de pilas tipo botón, además, se puede implementar un sistema de detección cuando la carga de la batería de los servomotores se encuentre baja.

VII. REFERENCIAS

- [1] “Discapacidad - OPS/OMS | Organización Panamericana de la Salud”.
<https://www.paho.org/es/temas/discapacidad> (consultado el 28 de febrero de 2023).
- [2] “Estadísticas de Discapacidad”, *Tableau Software*.
https://public.tableau.com/views/Discapacidad/Inicio?:embed=y&:showVizHome=no&:loadOrderID=0&:display_count=yes&:showTabs=y (consultado el 28 de febrero de 2023).
- [3] A. Miravete Peris, E. Aranda Minguillón, P. Borau Lacasa, M. P. Pardo Sanz, M. Blasco García, y A. López Pozo, “Terapia ocupacional en la fase preprotésica del paciente amputado de miembro superior.”, *Revista Sanitaria de Investigación*, vol. 3, núm. 10, p. 45, 2022.
- [4] M. A. Olarte Paez y H. L. Ardila Rivera, “Diseño e implementación de un prototipo de bioingeniería para captación y adecuación de señales a partir de módulos de electrocardiografía, electromiografía y electroencefalografía”, abr. 2021, Consultado: el 28 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en:
<https://repository.usta.edu.co/handle/11634/33401>
- [5] E. Moliner Adell, “Diseño, desarrollo y simulación de un sistema electrónico de captación de señal de electromiografía para el control de una prótesis de miembro superior”, Proyecto/Trabajo fin de carrera/grado, Universitat Politècnica de València, 2020. Consultado: el 28 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en:
<https://riunet.upv.es/handle/10251/151209>

- [6] J. F. Silva Sandoval y L. S. Osorio Sánchez, “Adquisición de señales por medio de electroencefalografía para futuro control de prótesis de miembro superior”, 2022, Consultado: el 28 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://repository.eia.edu.co/handle/11190/5755>
- [7] S. R. C. Ibargüen, “Estudio de viabilidad de sensores inerciales (IMUs) para el análisis de Timed Up & Go test”.
- [8] J. Castellanos-Ruíz, L. M. Montealegre-Mesa, B. D. Martínez-Toro, J. J. Gallo-Serna, y O. Almanza-Fuentes, “Uso de sensores inerciales en fisioterapia: Una aproximación a procesos de evaluación del movimiento humano”, *Universidad y Salud*, vol. 23, núm. 1, Art. núm. 1, 2021, doi: 10.22267/rus.212301.214.
- [9] Á. A. César-Juárez *et al.*, “Uso y aplicación de la tecnología de impresión y bioimpresión 3D en medicina”, *Revista de la Facultad de Medicina (México)*, vol. 61, núm. 6, pp. 43–51, dic. 2018.
- [10] Mediprax, “La evolución de las prótesis de mano | Mediprax”. <https://mediprax.mx/la-evolucion-de-las-protesis-de-mano/> (consultado el 16 de junio de 2022).
- [11] Á. L. Tornos, “Diseño Mecánico y Estructural de Prótesis de Mano Parcial para Agarre en Barra de Ejercicios”.
- [12] D. A. Ballen Garnica, “Desarrollo de un sistema de control para el movimiento de un prototipo de prótesis de mano a partir del reconocimiento de señales mioeléctricas”, ene. 2020, Consultado: el 2 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://repository.usta.edu.co/handle/11634/21080>
- [13] A. M. Cruz-Rodríguez y H. Sánchez-Machet, “Prótesis de mano controlada con señales EEG”, *MOMENTO*, núm. 63, Art. núm. 63, jul. 2021, doi: 10.15446/mo.n63.96407.
- [14] J. P. Vasco Marín, “Desarrollo y evaluación de un sistema de medición de factores asociados a la simetría de la marcha basado en Unidades de Medición Inercial (IMU) para su implementación en el seguimiento de la adaptación de sujetos amputados a su prótesis de miembro inferior”, 2022, Consultado: el 11 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecadigital.udea.edu.co/handle/10495/29172>
- [15] Prof. Dr. Glauco A. P. Caurin, Paulo H Polegato, “Reconstrução completa da pose humana através de sensores inerciais para monitoramento de pacientes com epilepsia”. 2021. [En línea]. Disponible en: <https://repositorio.usp.br/bitstreams/a08445f6-b9a0-4983-9bd0-bf68bbd75a23>
- [16] H.-T. Chang y J.-Y. Chang, “Sensor Glove Based on Novel Inertial Sensor Fusion Control Algorithm for 3-D Real-Time Hand Gestures Measurements”, *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 67, núm. 1, pp. 658–666, ene. 2020, doi: 10.1109/TIE.2019.2912765.
- [17] M. J. D. Estrella Collantes y Y. E. López Pisfil, “Diseño y construcción de prototipo de prótesis biónica, usando tecnología de impresión 3d para personas discapacitadas por amputaciones transradiales del brazo derecho”, jul. 2019, Consultado: el 11 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://repositorio.unprg.edu.pe/handle/20.500.12893/4716>
- [18] Luz Amparo Arias Lopez, “Biomecánica y patrones funcionales de la mano”, *Morfología*, vol. Vol. 4, 2012, [En línea]. Disponible en: <https://repositorio.unal.edu.co/bitstream/handle/unal/41933/31373-113677-1-PB.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [19] “Otto Bock System Hand -passive- | Ottobock System Hands | Body Powered Systems | Upper Limb Prosthetics | Prosthetics | Ottobock US Shop”. <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Body-Powered-Systems/Ottobock-System-Hands/Otto-Bock-System-Hand--passive-/p/8K19> (consultado el 4 de marzo de 2023).
- [20] Otto Bock, “ARNES-21A35”. [En línea]. Disponible en: <https://www.ottobock.com/es-es/home>
- [21] A. C. Vela Solanes, “Diseño de una prótesis mioeléctrica de mano”, nov. 2020, Consultado: el 4 de marzo de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/17410>
- [22] “Prótesis Mioeléctricas Personalizadas De Mano Con Retroalimentación Háptica

- Empleando Fabricación Digital En Filamentos De Plástico Pet”, *Grupo de Investigación en Robótica Aplicada y Biomecánica*.
<https://investigacion.pucp.edu.pe/grupos/girab/proyecto/protesis-mioelectricas-personalizadas-de-mano-con-retroalimentacion-haptica-empleando-fabricacion-digital-en-filamentos-plastico-pet/> (consultado el 5 de marzo de 2023).
- [23] K. Correa-Arana, A. Vivas-Albán, K. Correa-Arana, y A. Vivas-Albán, “Prótesis de mano virtual movida por señales encefalograficas - EEG”, *Prospectiva*, vol. 14, núm. 2, pp. 99–110, dic. 2016, doi: 10.15665/rp.v14i2.664.
- [24] P. P. Corrales, “Una interfaz cerebro-máquina permite controlar prótesis con la mente”, *Tendencias 21. Ciencia, tecnología, sociedad y cultura*. https://www.tendencias21.es/Una-interfaz-cerebro-maquina-permite-controlar-protesis-con-la-mente_a40324.html (consultado el 4 de marzo de 2023).
- [25] I. Mecafenix, “Sensor inercial o Sensor IMU”, *Ingeniería Mecafenix*, el 23 de julio de 2018. <https://www.ingmecafenix.com/automatizacion/sensores/sensor-inercial/> (consultado el 5 de marzo de 2023).
- [26] “Diseño de un sistema Bluetooth Low Energy para la medida de fuerza”. <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/179208> (consultado el 11 de febrero de 2023).
- [27] C. W. Pilamunga Cepeda, “Interfaz de recolección de datos mediante bluetooth de presiones plantares en la caminata”, bachelorThesis, 2022. Consultado: el 11 de febrero de 2023. [En línea]. Disponible en: <http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/11934>
- [28] “Servomotor EMAX 180 grados ES08MD II 2Kg”, *Circuitos y Desarrollo en Tecnología - C&D Tecnología*. <https://cdtecnologia.net/motores-y-bombas/108-servomotor-emax-180-grados-es08md-ii-2kg.html> (consultado el 5 de marzo de 2023).
- [29] “K-power 10kg 15kg 20kg Metal Gear Digital Servo For Rc Toy Car Helicopter Robotic Kit Dm0900 - Buy 10kg Torque Mg945 Rc Car Steering Servo Digital Metal Gear Rc Servo Ce Rohs Standard Servo Rc Boat Hobby Servo,20kg Metal Gear Digital Rc Servo Rc Robot Arm Servo Radio Control Airplane Boat Servo Arduino Servo Rc Car Toys Servo,Robot Arm Servo Rc Drone Uav Servo Robotic Kit Servo Pwm Servo Rc Plane Plane Servo Rc Sail Winch Servo Product on Alibaba.com”.
https://www.alibaba.com/product-detail/K-power-10kg-15kg-20kg-metal_1600493561632.html (consultado el 5 de marzo de 2023).
- [30] L. C, “Guía completa: El filamento de PLA en la impresión 3D”, *3Dnatives*, el 18 de agosto de 2019. <https://www.3dnatives.com/es/guia-filamento-pla-en-la-impresion-3d-190820192/> (consultado el 10 de marzo de 2023).
- [31] A. M, “Todo lo que necesitas saber sobre la fibra de carbono en impresión 3D”, *3Dnatives*, el 4 de mayo de 2020. <https://www.3dnatives.com/es/fibra-de-carbono-impresion-3d-050520202/> (consultado el 10 de marzo de 2023).
- [32] Alexandra, “¿Cómo es de flexible el TPU? Todo sobre el filamento TPU”, *BCN3D Technologies*, el 10 de mayo de 2022. <https://www.bcn3d.com/es/como-es-de-flexible-el-tpu-todo-sobre-el-filamento-tpu/> (consultado el 14 de marzo de 2023).
- [33] H. D. Romero, “Prótesis inteligentes y mecanismos para las manos”, *Monografias.com*, el 25 de julio de 2016. <https://www.monografias.com/trabajos109/protesis-inteligentes-y-mecanismos-manos/protesis-inteligentes-y-mecanismos-manos> (consultado el 9 de marzo de 2023).
- [34] “Arduino Nano RP2040 Connect — Arduino Official Store”. <https://store.arduino.cc/products/arduino-nano-rp2040-connect> (consultado el 9 de marzo de 2023).
- [35] “Anatomía y biomecánica del hombro”, *Clínica CEMTRO*. <https://www.clinicacentro.com/traumatologia/unidad-de-hombro/anatomia-biomecanica-hombro/> (consultado el 9 de marzo de 2023).
- [36] A. Limited, “Vista superior de las incisiones artroscópica en el hombro Fotografía de stock - Alamy”. <https://www.alamy.es/foto-vista-superior-de-las-incisiones-artroscopica-en-el-hombro-41342760.html> (consultado el 10 de marzo de 2023).

- [37] “HACKberry |3D-printable open-source bionic arm”. <https://exiii-hackberry.com/> (consultado el 10 de marzo de 2023).
- [38] “P4H Bionics”, *P4H Bionics Store*. <https://p4hbionics.com/> (consultado el 10 de marzo de 2023).
- [39] “Hombro | Cigna”. <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/hombro-aa55625> (consultado el 13 de marzo de 2023).
- [40] P. por E. bolt, “Tipos de silueta masculina”. <https://www.emmabolt.com/2018/10/tipos-de-silueta-masculina.html> (consultado el 13 de marzo de 2023).